

JP/532735  
PCT/JP 03/13656日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

24.10.03

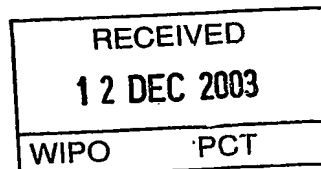
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日  
Date of Application: 2002年10月25日

出願番号  
Application Number: 特願2002-310412  
[ST. 10/C]: [JP2002-310412]

出願人  
Applicant(s): 科学技術振興事業団

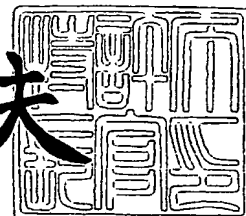


**PRIORITY DOCUMENT**  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

2003年11月27日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今井康夫



BEST AVAILABLE COPY

【書類名】 特許願  
【整理番号】 P2177JST  
【提出日】 平成14年10月25日  
【あて先】 特許庁長官 殿  
【国際特許分類】 H05H 13/10  
A61N 05/10  
G21K 05/04

## 【発明者】

【住所又は居所】 茨城県土浦市板谷 2 - 3 3 2 2 - 3 1

【氏名】 森 義治

## 【発明者】

【住所又は居所】 茨城県つくば市並木 3 - 6 5 0 - 1

【氏名】 秋根 康之

## 【特許出願人】

【識別番号】 396020800

【氏名又は名称】 科学技術振興事業団

## 【代理人】

【識別番号】 100082876

【弁理士】

【氏名又は名称】 平山 一幸

【電話番号】 03-3352-1808

## 【選任した代理人】

【識別番号】 100069958

【弁理士】

【氏名又は名称】 海津 保三

## 【手数料の表示】

【予納台帳番号】 031727

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0013677

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 固定磁場型強収束電子加速器及び固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 真空容器と、この真空容器内に配設される電磁石及び加速装置と、

上記真空容器へ電子ビームを入射させる電子ビーム入射部と、

上記真空容器から加速された電子ビームを輸送する電子ビーム輸送部と、を備えた固定磁場型強収束電子加速器であって、

上記電磁石が、集束電磁石と該集束電磁石の両側に設けられた発散電磁石からなることを特徴とする、固定磁場型強収束電子加速器。

【請求項 2】 前記電子ビーム入射部が、電子銃と、電子銃から発生された電子ビームの軌道を変えて前記真空容器へ入射させる電磁石を備えたことを特徴とする、請求項 1 に記載の固定磁場型強収束電子加速器。

【請求項 3】 前記電子ビーム輸送部が、前記真空容器外へ電子ビームの軌道を変える電磁石、または、収束レンズを備えたことを特徴とする、請求項 1 に記載の固定磁場型強収束電子加速器。

【請求項 4】 前記電子ビーム輸送部の直前の真空容器内に、X線を発生させる内部標的を配設し、X線を発生させることを特徴とする、請求項 1～3 のいずれかに記載の固定磁場型強収束電子加速器。

【請求項 5】 前記加速装置が、高周波加速方式または誘導加速方式であり、連続出力またはパルスの発振器を少なくとも備えていることを特徴とする、請求項 1～4 のいずれかに記載の固定磁場型強収束電子加速器。

【請求項 6】 電子線またはX線を発生させる加速器と、照射ヘッドと、支持部と、被治療者を載せる治療台と、から構成されている放射線治療装置であって、

上記加速器が、固定磁場型強収束電子加速器であることを特徴とする、固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置。

【請求項 7】 前記固定磁場型強収束電子加速器が、真空容器と、該真空容

器内に配設される電磁石及び加速装置と、上記真空容器へ電子ビームを入射させる電子ビーム入射部と、上記真空容器から加速された電子ビーム、または、X線を輸送する電子ビーム輸送部と、を備え、上記電磁石が、集束電磁石と該集束電磁石の両側に設けられた発散電磁石からなることを特徴とする、請求項5に記載の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】

本発明は、数MeV～10数MeVのエネルギーの電子線を発生させる固定磁場型強収束電子加速器及び固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来例1の電子ビーム及びそれから発生させたX線を用いる癌などの放射線治療装置としては、数MeV～10数MeV程度のエネルギーに加速された線形加速器（リニアック）が、現在、主として用いられている（例えば、特許文献1参照。）。また、線形加速器としては、マイクロトロン電子加速器が公知である。（例えば、特許文献2参照。）。

【0003】

図9は、従来例1の医療用線形加速器の構成の一例を示す図である。医療用線形加速器50は、電子銃51と、加速器デバイス52と、加速器デバイス52の外部に配設される磁気屈曲装置53により構成されている。

電子銃51によって加速器デバイス52に入射された電子は、加速器デバイスの電子ビーム軸に沿って加速される。加速器デバイス52は、マイクロ波加速空洞から構成され、マイクロ波発振器54と、その制御回路が55が接続されている。マイクロ波発振器54は、加速器デバイス52の加速空洞に電磁界を発生させる。電子が加速器デバイス52の加速空洞を通過するときに、マイクロ波の電磁界によって焦点に合わされ加速される。このようにして加速された電子ビーム56は、射出窓57から放射され、出力電子ビーム58となり、放射線治療に

利用される。

また、この出力電子ビーム 58 が、磁気屈曲装置 53 より軌道を変えられて、金またはタングステンのような X 線を発生させるターゲット（標的）59 に照射されることで、X 線ビーム 60 を発生させることができる。この X 線ビーム 60 も、放射線治療に利用される。

加速器デバイス 52 の大きさは、電子ビームを 10 MeV に加速するためには、長さが 2 m 程度必要である（例えば、特許文献 3 参照。）。

#### 【0004】

従来例 2 の別の癌などの放射線治療装置として、重粒子線加速器がある。重粒子線加速器は、エネルギーが大きく、電子線および X 線による従来例 1 の線形加速器に比較して、癌組織に限定した照射が可能となり、正常組織に与えるダメージが小さいという利点がある（例えば、特許文献 4 参照。）。

#### 【0005】

##### 【特許文献 1】

特開平 10-64700 号公報（第 4 頁、図 1）

##### 【特許文献 2】

特開平 07-169600 号公報（第 2～3 頁、図 1、図 2）

##### 【特許文献 3】

特開 2001-21699 号公報（第 2 頁）

##### 【特許文献 4】

特開 2002-110400 号公報（第 1～2 頁）

#### 【0006】

##### 【発明が解決しようとする課題】

従来例 1 のリニアックのビーム強度は、数 100  $\mu$ A と小さいために、癌などの放射線治療にかかる時間が長く患者に負担となったり、呼吸運動による照射野のズレが生じたり、癌組織などの患部に集中して照射することが困難である等の課題がある。

このため、電子線および X 線の治療では、従来例 2 の重粒子線を使用した癌治療装置に比べて、癌組織に限定した照射が困難であり、正常組織にあたえるダメ

ージが大きいという課題がある。

#### 【0007】

さらに、従来例1のリニアックでは、電子を加速するマイクロ波空洞にX線を発生させるターゲットを設置すると、電子ビームを加速できないために、電子ビームは加速器から取り出すことでしか用いることができない。

また、従来例1のリニアックでは、電子ビームを加速器から取り出してX線を発生させたりするので、放射線が放射されることから使用者の健康を損なわないように放射線シールドの設置が必要で、設置に費用が掛かるという課題がある。

また、従来例1のリニアックにおいては必要な加速電圧を得るために出力電力の大きなマイクロ波発振器が必要になり、パルス動作のマイクロ波発振器しか使用できず、連続運転ができないという課題がある。

#### 【0008】

一方、従来例2の重粒子線を用いた癌などの放射線治療装置は、加速器の長さが、電子線加速器の2～数mに対して、10m～数10mもあり、重量も100トンを超える。また、コストが電子線加速器の100倍もかかり、一般の病院に簡単に設置できないという課題がある。

#### 【0009】

さらに、従来技術による加速装置には、極めて高い周波数（数GHz）のm単位の長さの大きな高周波空洞が必要である。従って、極めて高度で高精度の加工技術が要求され、製造コストが高くなるという課題がある。

#### 【0010】

本発明は、以上の点に鑑み、電子ビーム強度が強く小型軽量の固定磁場型強収束電子加速器と、短時間で癌組織などに電子ビーム照射ができる、固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置を提供することを目的としている。

#### 【0011】

##### 【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するため、本発明の固定磁場型強収束電子加速器は、真空容器と、真空容器内に配設される電磁石及び加速装置と、真空容器へ電子ビームを入射させる電子ビーム入射部と、真空容器から加速された電子ビームを輸送する

電子ビーム輸送部と、を備えた固定磁場型強収束電子加速器であって、電磁石が、集束電磁石と集束電磁石の両側に設けられた発散電磁石とからなることを特徴とする。

前記電子ビーム入射部は、好ましくは、電子銃と、電子銃から発生された電子ビームの軌道を変えて、真空容器へ入射させる電磁石装置を備えている。

前記電子ビーム輸送部は、好ましくは、真空容器外へ電子ビームの軌道を変える電磁石、または、収束レンズを備える。

前記電子ビーム輸送部の直前の真空容器内に、X線を発生させる内部標的を配設し、X線を発生させるようにすることができる。

また、加速装置が、高周波加速方式または誘導加速方式であり、連続出力またはパルスの発振器を少なくとも備えていれば好適である。

#### 【0012】

上記構成によれば、電子ビームが、集束電磁石とその両側に配設された発散電磁石と、高周波などを用いた加速装置により効率よく加速されることで、従来のリニアックなどの電子加速器に比べて、おおよそ10倍以上の電子ビームが発生できる固定磁場型強収束電子加速器が提供される。

また、連続出力またはパルス出力で、低出力の高周波発振器を加速装置として用いることができるので、小型、軽量及び低コストで製作できる。

#### 【0013】

また、本発明の放射線治療装置は、電子線またはX線を発生させる加速器と、照射ヘッドと、支持部と、被治療者を載せる治療台と、から構成され、加速器が固定磁場型強収束電子加速器であることを特徴とする。

上記固定磁場型強収束電子加速器は、真空容器と、真空容器内に配設される電磁石及び加速装置と、真空容器へ電子ビームを入射させる電子ビーム入射部と、真空容器から加速された電子ビーム、または、X線を輸送する電子ビーム輸送部と、を備え、電磁石が、集束電磁石と集束電磁石の両側に設けられた発散電磁石とから構成されている。

#### 【0014】

この構成によれば、固定磁場型強収束電子加速器を用いるので、電子ビーム強



度がおおよそ10倍以上強いことから、癌などの組織に照射する時間が十分の一以下に、短縮できる。また、小型軽量であり、低コストなので、一般の病院においても設置することができる。

#### 【0015】

##### 【発明の実施の形態】

以下、図面に示した実施形態に基づいて、本発明を詳細に説明する。

図1及び図2は、本発明による固定磁場型強収束電子加速器を用いた癌などの治療に用いる放射線治療装置の一実施形態の構成を示す外観図及び固定磁場型強収束電子加速器の構成を示す側面から見た模式図である。

図1において、固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置1は、電子を加速する固定磁場型強収束電子加速器2と、固定磁場型強収束電子加速器2を支持する支持部3と、被治療者を載せる治療台4と、から構成されている。

固定磁場型強収束電子加速器2の治療台4側の部分2aは、後述する電子ビーム輸送部26が内部に收容されている電子ビーム輸送部分であり、電子ビーム輸送部26の先端が、電子ビームまたは電子ビームを用いて発生させたX線を被治療者に照射するための照射ヘッド2bとなっている。

固定磁場型強収束電子加速器2は、被治療者へ任意の角度で照射できるように支持部3に、回転可動に支持されている。

#### 【0016】

次に、固定磁場型強収束電子加速器2について説明する。

図2において、固定磁場型強収束電子加速器2は、真空容器10と、電子ビーム入射部11と、電磁石20（20a～20f）と、加速装置13と、電子ビーム輸送部26と、から構成されている。

ここで、真空容器10は、真空にされるリング状の中空容器である。電子ビーム入射部11は、電子銃などから構成されている。電磁石20は、真空容器10を周回するように配設されている固定磁場を発生させる電磁石であり、各電磁石20は、集束電磁石21の両側に発散電磁石22を備えている。なお、図2では、電磁石の下側半分しか示していないが、その上側にも、同じ構造の電磁石が正対するように配設されている。

また、真空容器 10 のおよその幅を L で示しているが、10 MeV の加速電圧を得るための L は、約 1 m である。

#### 【0017】

次に、電子ビーム入射部 11 について説明する。

図 3 は、電子ビーム入射部 11 の構成を示す概略図である。図において、電子ビーム入射部 11 は、電子銃 14 とキッカー磁石 15 とを備えている。電子銃 14 から発生された電子は、キッカー磁石 15 により軌道が、真空容器 10 内へ曲げられて、入射電子ビーム 16 となる。

#### 【0018】

次に、電磁石 20 について説明する。

ここで使用する電磁石 20 は、本発明者の平成 13 年 10 月 31 日出願の特願 2001-334461 号に開示した電磁石などが使用できる。

図 4 は、電磁石の構成例を示す斜視図である。

図示するように、電磁石 20 は、集束電磁石 21 の両側に発散電磁石 22 を備えている。図 4 の上方が、電磁石 20 の真空容器 10 の外周側で、下方が電磁石 20 の真空容器 10 の内周側である。集束電磁石 21 と発散電磁石 22 には、それぞれコイル 23 a とコイル 23 b が巻回されている。

#### 【0019】

そして、集束電磁石 21 と発散電磁石 22 のコイル 23 a と 23 b には、直流で一定の磁場、即ち、固定磁場を発生するように電圧と電流が印加され、磁場の方向は互いに反対向きとなっている。図中の矢印 21 a, 22 a は、それぞれ、集束電磁石 21 と発散電磁石 22 の磁場の方向を示している。

ここで、集束電磁石 21 及び発散電磁石 22 で発生させた磁束は、それぞれ、発散電磁石 22 及び集束電磁石 21 に直接戻す、所謂、正と逆磁場の閉じた磁気回路を形成する。従って、従来、磁気回路を構成するために不可欠とされたりターンヨークを使用する必要がなくなり、電子ビームの入射と取り出しが容易になる。この電磁石 20 は、磁場強度の一例として、0.5 T (テスラ) 程度の磁束密度が得られる。また、電磁石 20 として、超伝導磁石を使用してもよい。

#### 【0020】

図5は、電磁石の別の構成例を示す斜視図である。

図示するように、電磁石20'は、図4の電磁石20にさらに、磁気回路を形成するシャントヨーク24が、電磁石20'の上部と下部に配設されている。他の構成は、図4と同じであるので説明は省略する。

これにより、発散電磁石22のリターンフラックスの一部は、磁気回路となるシャントヨーク24に流れるので、発散電磁石22から生じる発散磁場強度の大きさを自在に調整することが可能になり、発散軌道の調整が容易となる。

なお、上記電磁石はあくまでも構成例の一例であり、他の構成とすることもできる。例えば、シャントヨーク24は、発散磁場強度に応じて、上下の何れか1つとしてもよい。また、発散電磁石22のコイル23bを省略して、集束電磁石21からの磁場により誘起される磁場を使用してもよい。

#### 【0021】

次に、電磁石の作用について説明する。

図2でも説明したように、図4において電磁石の一個しか示していないが、同じ構造の電磁石が正対するように図右側（図示せず）に配設されている。

従って、図5において、電磁石20の固定磁場に垂直に入射する点線で示す入射電子ビーム16は、点線のように、発散、収束、発散という軌道になる。

ここで、図2では電磁石20（20a～20f）が真空容器10内に6個配置される例を示しているが、後述するように電子ビームが電磁石20による固定磁場分布の中を、順次通過させられて、真空容器10内を周回する。

これにより、電磁石20により形成される固定磁場分布により、電子ビームが真空容器10内を収束性よく周回させることができる。この作用を固定磁場型強収束と呼ぶ。

#### 【0022】

次に、加速装置13について説明する。

電子ビームを加速するための加速装置13は、図2において電磁石20bと電磁石20cの間に設けられている。ここで、加速装置13は、高周波発振器とその制御装置などから構成されている。この際、電子ビームが、高周波加速方式あるいは誘導加速方式を用いた加速装置13で加速される。高周波発振器を用いた

加速装置 13 の場合、周波数が  $5\text{ MHz} \sim 100\text{ MHz}$  で電力として  $500\text{ kW}$  の場合に、加速電圧は、数  $10\text{ kV}$  が得られる。ここで、高周波発振器は、連続動作またはパルス動作の発振器が使用できる。

#### 【0023】

次に、電子ビーム輸送部 26 について説明する。図 6 は、電子ビーム輸送部 26 の構成を示す平面図である。図示するように、 $10\text{ MeV} \sim 15\text{ MeV}$  に加速された電子ビーム 27 が、電子ビーム輸送部 26 に入射される。この電子ビーム 27 の加速器外部への取り出しは、セプタム磁石またはキッカー磁石 28 と、収束レンズ 29 と、を用いて行われる。

#### 【0024】

次に、本発明の、固定磁場型強収束電子加速器の電子ビーム軌道について説明する。

図 7 は、本発明の固定磁場型強収束電子加速器から発生される電子ビーム軌道の概略を示す図である。図示するように、電子ビーム入射部 11 からの入射電子ビーム 16 が、真空容器 10 内に入射する。入射電子ビーム 16 は、電磁石 20 によって、真空容器 10 内を加速装置 13 により加速されながら、所定の加速電圧になるまで周回する。図中の点線は、電子ビーム 16 の模式的な軌道を示している。入射電子ビーム 16 が、真空容器 10 を一周し、二周目の電子ビーム 17 となる。

#### 【0025】

図示するように、電子ビーム 16, 17 の軌道は、ほぼ同心円状となり、電子ビームエネルギーの増加とともに、直径は僅かずつに大きくなり、所定の加速電圧まで加速される。電子ビーム 18 は、所定の加速電圧となった電子ビームである。

従って、加速電子ビーム軌道と、最高エネルギーでの電子ビーム軌道が空間的に分離しているので、真空容器 10 内に、X線 31 の発生のために用いる内部標的 25 を設置することが容易となる。

これから、 $10\text{ MeV} \sim 15\text{ MeV}$  に加速された電子ビーム 27 は、真空容器 10 から取り出されて利用される場合と、内部標的 25 により X線 31 に変換さ

れ利用される場合の双方が可能である。

#### 【0026】

図8は、本発明の固定磁場強収束電子加速器において、電子を10MeVまで加速するビーム軌道計算を示す図である。図の水平及び垂直のベータトロニックは、電子ビームが真空容器10中を収束、発散を繰り返して振動運動を行う際の、閉軌道のまわりを1周する時の振動数である。この振動数は、電子ビームが真空容器10を1周するときの電子ビームの水平方向と垂直方向の振動数である。

この結果から、ビーム入射と加速されたビーム出射で、水平と垂直両方向のベータトロニックが加速エネルギーで大きく変化せず、電子ビームがよく収束していることが分かる。これにより、電磁石20による固定磁場分布により、電子ビームが加速されてもビームの収束性が加速エネルギーと共にあまり変化しない、所謂、零色収差形状を有していることが分かる。

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器2では、時間的に変化しない固定磁場を用いるので、磁場強度が時間的に変化する通常の加速器に比較して、極めて高繰り返し加速が可能である。

#### 【0027】

次に、本発明の固定磁場型強収束電子加速器の動作について説明する。

本発明の固定磁場型強収束電子加速器2は、最初に、電子銃14により生成された電子ビーム16が、電子ビーム入射部11により真空容器10内に入射される。入射した電子ビーム16は、電磁石20の固定磁場分布による強収束作用によって電子ビームの発散を防がれ、さらに、真空容器10内の電子ビームの軌道上に配置した加速装置13により電子ビームが加速される。

加速装置13により加速された電子ビームは、さらに電磁石20の固定磁場によって、真空容器10内を、概略リング状に、おおよそ100～1000回周回しながら、周回毎に加速装置13により加速される。

このようにして、入射した電子ビーム16は、所望の加速電圧に達するまで、徐々に加速電圧が高められる。所定の加速電圧まで加速された電子ビーム27は、電子ビーム輸送部26において、軌道が外部に曲げられる。これにより、電子

ビーム 30 を、外部に取り出すことができる。

#### 【0028】

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器 2 においては、電子ビーム軌道位置が、電子ビームエネルギーの増加と共に、真空容器 10 の外周側に僅かに大きくなるので、入射電子ビーム 16 の軌道と、最高エネルギーでの電子ビーム軌道 18 が空間的に分離している。

これにより、電子ビームを真空容器 10 外に取り出すことと、真空容器 10 内に X 線 31 の発生のために用いる内部標的 25 を設置することの何れも容易となる。即ち、電子ビーム 27 は、真空容器 10 から取り出されて利用される場合と内部標的 25 により X 線 31 に変換され利用される場合の双方が可能である。

#### 【0029】

次に、本発明の固定磁場型強収束電子加速器の特徴について説明する。

固定磁場型強収束電子加速器に用いる電磁石 20 は、固定磁場型であり、高繰返し加速が可能であるので、従来の直線型加速器のように非常に高い加速電場を必要としない。

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器の電子ビーム加速効率（デューティファクター）は、数 10 % 以上の高効率を得られる。これに対して、従来の直線加速器では、電子ビーム強度が弱いので、一般に数 % の効率である。

ここで、電子ビーム加速効率は、電子ビームパワー（＝電子ビームエネルギー×電子ビーム電流）を電子ビーム加速に要する電力（＝高周波加速もしくは誘導加速での電力）で割った値である。

これにより、従来の電子加速器に比し、10 倍以上の 1 mA から 10 mA の電子ビーム強度を得られる。

#### 【0030】

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器 2 は、従来の加速装置で使用されている極めて高い数 GHz というマイクロ波帯の周波数を用いた発振器を使用しないので、高度な技術が要求され、かつコストの高い高周波空洞が不要である。

本発明の固定磁場型強収束電子加速器 2 に用いる加速装置 13 は、電子ビームを電磁石 20 により収束させながら多数回周回させながら加速するので、1 回当

りの加速電圧を低くしても、所定の加速電圧に加速できる。また、極めて低周波数で（数kHz～数十MHz）連続動作の低出力の高周波発振器の使用ができるので、低コストである。

従って、電子ビーム強度が10倍以上の1mA～10mAでありながら、装置の大きさは従来と同程度であるので、従来の電子ビーム加速器と同程度のコストで製造できる。

#### 【0031】

次に、本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置の特徴について説明する。

本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置1では、加速電圧が10MeV～15MeVで、電流が1mA～10mA得られ、従来の10倍以上であるので、照射時間が極めて短縮される。

例えば、従来例1の電子ビーム加速器は、被治療者の癌などの患部に5Gy（グレイ：吸収線量の単位で、1Gy＝100rad）程度の線量を照射するのに数分程度かかっていたが、本装置では10秒程度で済む。

さらに、電子ビームの短時間照射が可能であることから、被治療者の呼吸運動による電子ビームやX線の照射野のズレの問題が生じないので、従来の電子ビーム加速器では困難であった呼吸を短時間止めた状態で電子ビーム照射を行う、所謂、息止め照射が可能となる。

#### 【0032】

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置1は、重量が約1トンと軽いので、固定磁場型強収束電子加速器2を回転させることで、被治療者へ多方向からの照射を短時間で行えるので、正常組織への放射線損傷を軽減することができる。

#### 【0033】

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器の放射線治療装置1に用いる固定磁場型強収束電子加速器2は、ビーム加速において原理的に極めて安定なビーム収束及び加速方式であるので、操作が容易でかつ調整作業も特に必要とせず、専門家でなくとも十分使用できる。

## 【 0 0 3 4 】

また、固定磁場型強収束電子加速器 2 の電子ビーム軌道は電磁石 2 0 で大部分覆われているので、放射線シールドとしての効果がある。これにより、本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置 1 においては、設置場所での放射線防護に要するコストを軽減できる。

## 【 0 0 3 5 】

以上のように、本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置を用いて癌などの治療を行えば、被治療者の患部への照射時間の大幅な短縮と、被治療者へ息止め照射を用いた照射野のズレの防止が可能となり、さらに、多方向照射による照射部位の限定と正常組織への放射線損傷の減少等が実現できる。

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置は小型軽量であり、低コストで製造できるので、一般の病院に容易に設置できる。

## 【 0 0 3 6 】

本発明は、上記実施例に限定されることなく、特許請求の範囲に記載した発明の範囲内で種々の変形が可能であり、それらも本発明の範囲内に含まれることはいうまでもない。例えば、上記実施の形態において、電子ビームの入射部と電子ビーム輸送部、電磁石の構成や数などは、加速電圧や電子ビーム電流に合わせて適宜変更できる。

## 【 0 0 3 7 】

## 【発明の効果】

以上述べたように、本発明の固定磁場型強収束電子加速器によれば、加速電圧が 1 0 M e V ~ 1 5 M e V において、1 ~ 1 0 m A という、従来の電子ビーム加速器の 1 0 倍以上の高強度の電子ビーム電流を得ることができる。また、本装置は小型軽量であり、低コストで製造することができる。

## 【 0 0 3 8 】

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置は、従来の電子ビーム加速器の 1 0 倍以上の高強度の電子ビーム電流が得られ、癌などの治療時間の大幅な短縮等が可能となり、被治療者への負担を軽減できる。

また、従来の電子ビームを用いた癌などの放射線治療装置では不可能であった



被治療者の癌患部などへ限定した大線量率で短時間の照射と、息止め照射による照射位置のズレの除去と、多方向照射による正常組織への放射線損傷の低減ができるので、重粒子線による癌治療装置などと同等の先端的癌治療が実現できる。

さらに、固定磁場型強収束電子加速器が、直径1 m程度で小型であることと、重粒子線を用いた癌治療装置の1/100程度のコストで製造できるので、一般の病院でも容易に設置できるという有利な効果が奏される。

#### 【図面の簡単な説明】

##### 【図1】

本発明による固定磁場型強収束電子加速器を用いた癌などの治療に用いる放射線治療装置の一実施形態の構成を示す外観図である。

##### 【図2】

本発明の固定磁場型強収束電子加速器の概略構成を示す図である。

##### 【図3】

電子ビーム入射部の構成を示す概略図である。

##### 【図4】

電磁石の構成例を示す斜視図である。

##### 【図5】

電磁石の構成例を示す図4の変形例の斜視図である。

##### 【図6】

電子ビーム輸送部の構成を示す平面図である。

##### 【図7】

本発明の固定磁場型強収束電子加速器から発生される電子ビーム軌道の概略を示す図である。

##### 【図8】

本発明の固定磁場強収束電子加速器において、電子を10 MeVまで加速するビーム軌道計算を示す図である。

##### 【図9】

従来の医療用線形加速器の構成の一例を示す図である。

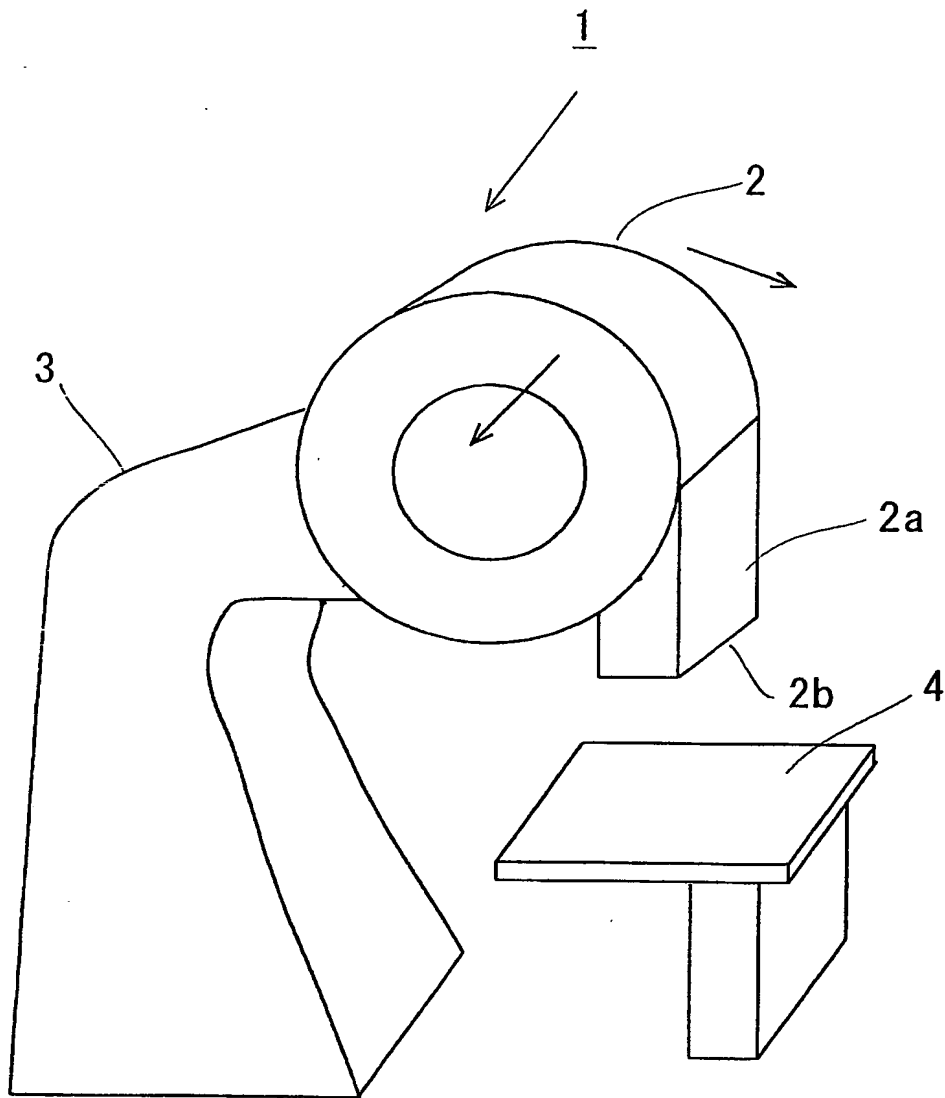
#### 【符号の説明】

- 1 固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置
- 2 固定磁場型強収束電子加速器
  - 2 a 電子ビーム輸送部分
  - 2 b 照射ヘッド
- 3 支持部
- 4 治療台
- 1 0 真空容器
- 1 1 電子ビーム入射部
- 1 3 加速装置
- 1 4 電子銃
- 1 5 電子ビーム取り出し用磁石
- 1 6 入射電子ビーム
- 1 7 二周目の電子ビーム
- 1 8 所定の加速電圧となった電子ビーム
- 2 0, 2 0' 電磁石
  - 2 1 集束電磁石
  - 2 2 発散電磁石
  - 2 3 コイル
    - 2 3 a 集束電磁石用コイル
    - 2 3 b 発散電磁石用コイル
  - 2 4 シャントヨーク
  - 2 5 内部標的
  - 2 6 電子ビーム輸送部
  - 2 7 1 0 M e V ~ 1 5 M e V に加速された電子ビーム
  - 2 8 キッカー磁石
  - 2 9 収束レンズ
  - 3 0 加速電子ビーム
  - 3 1 X線

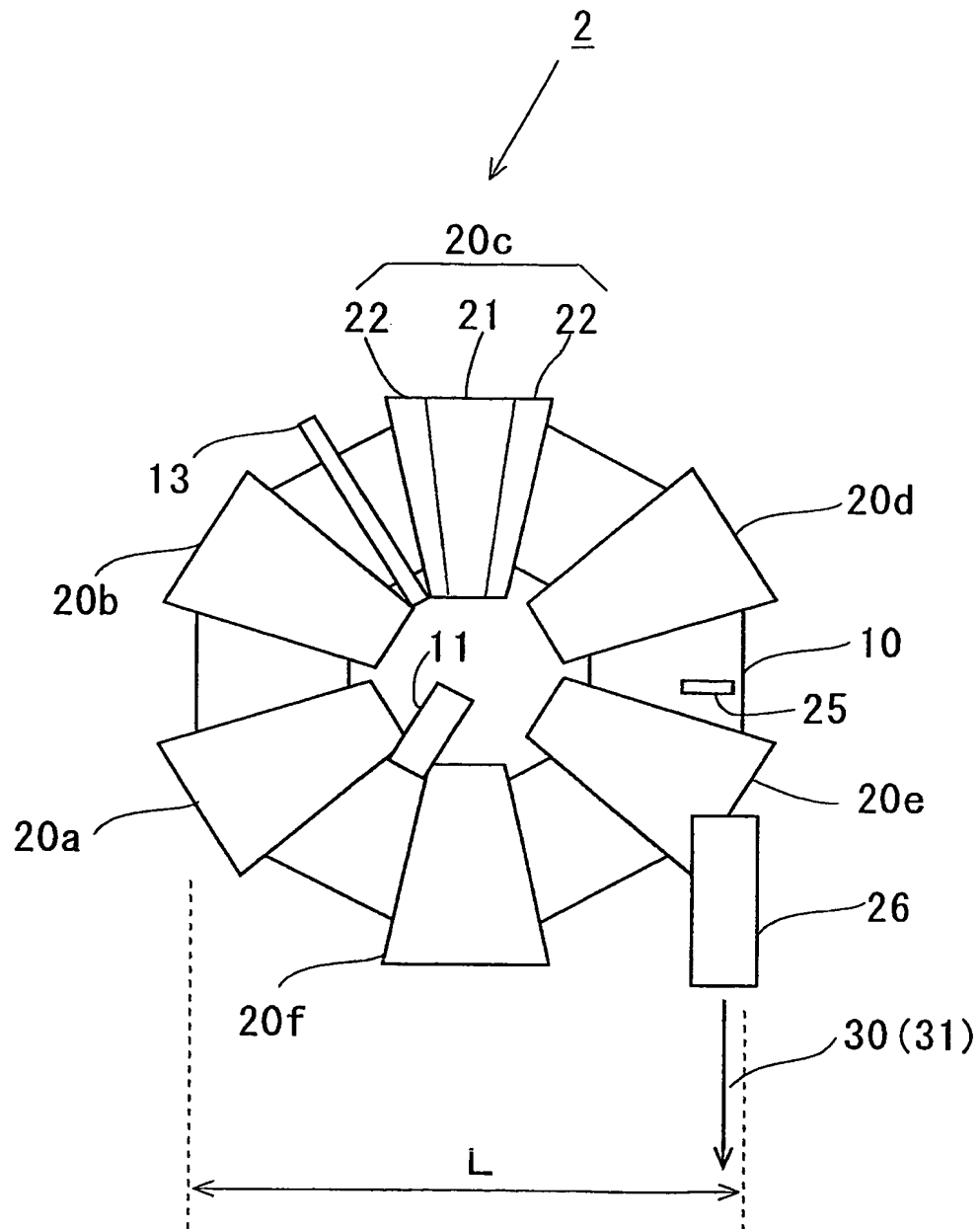
【書類名】

図面

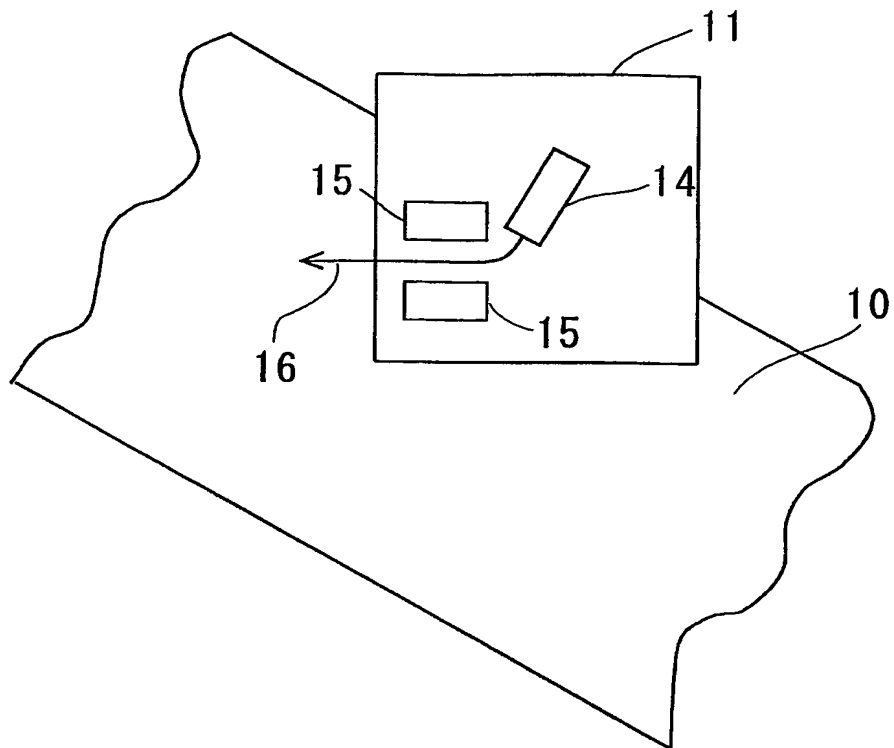
【図 1】



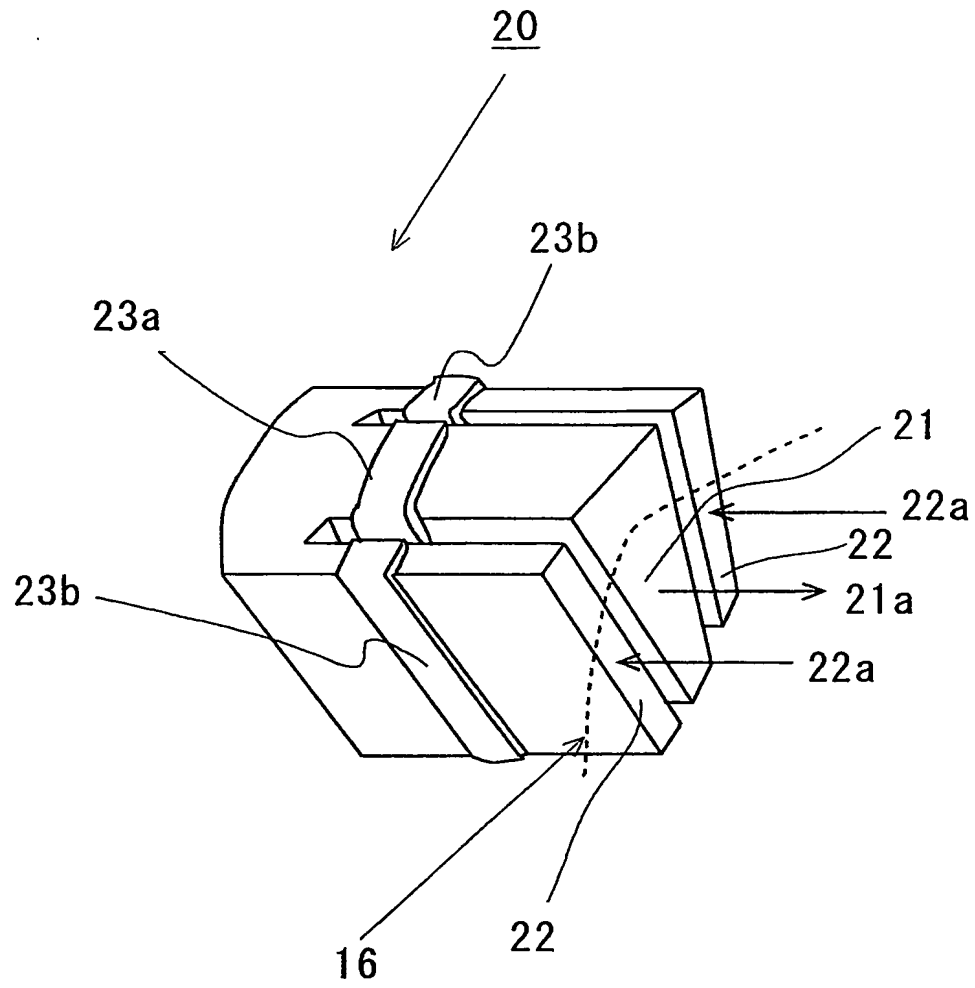
【図 2】



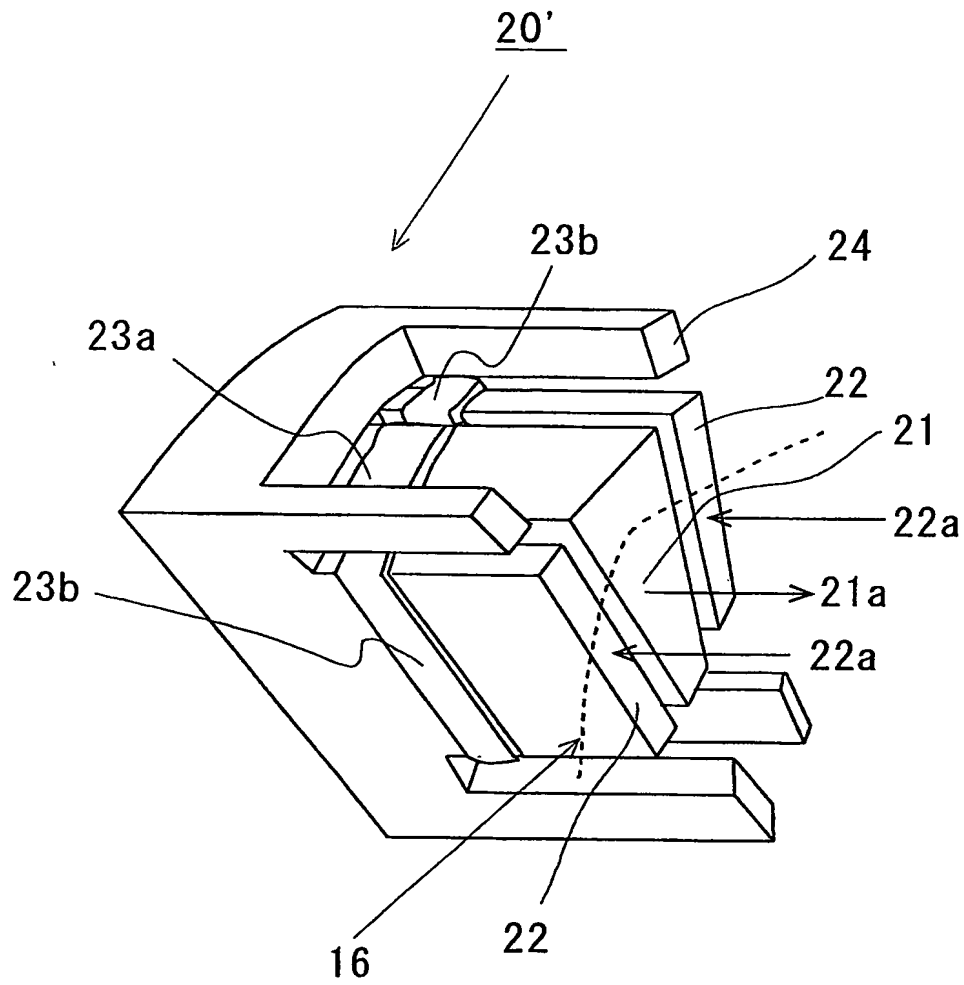
【図 3】



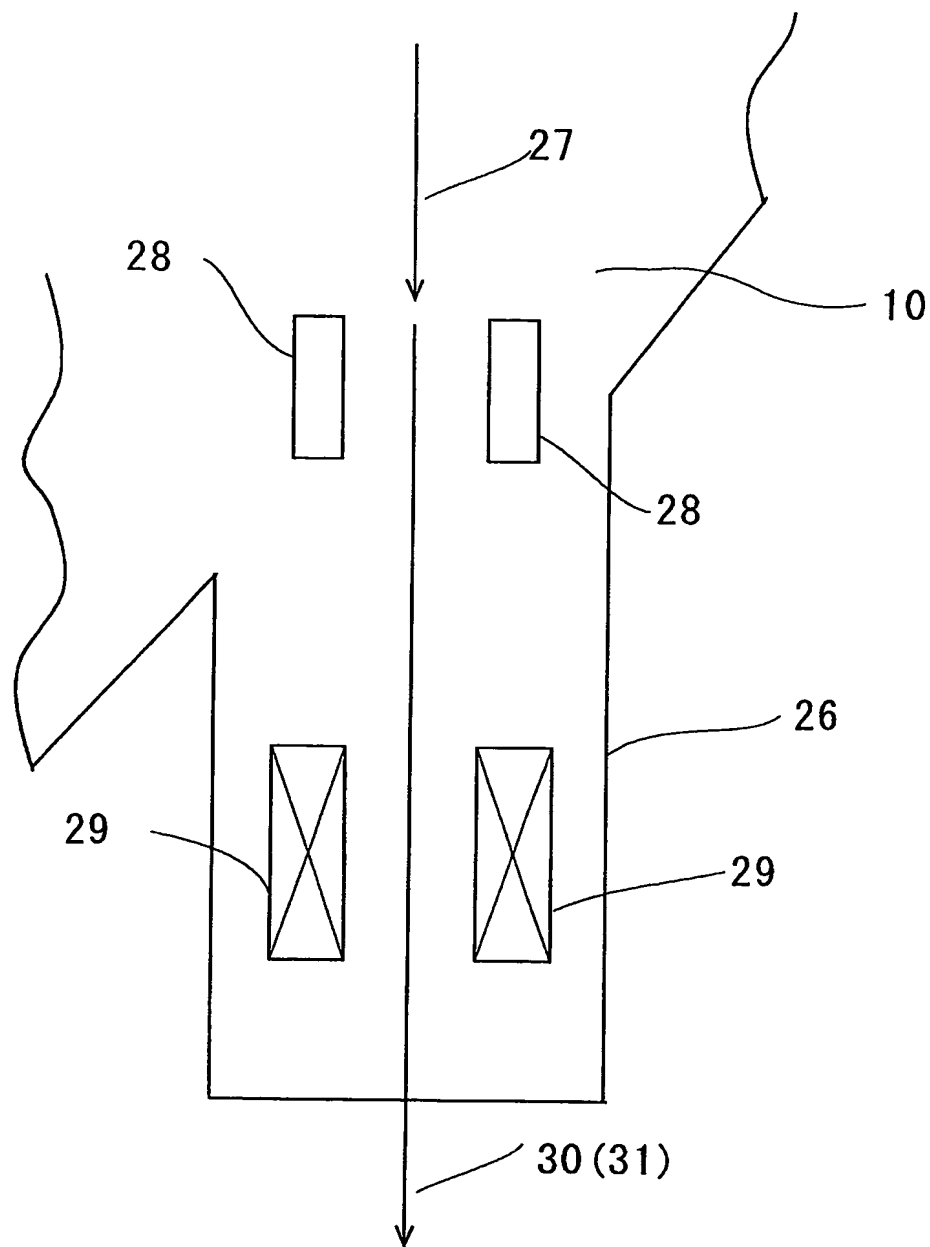
【図 4】



【図 5】

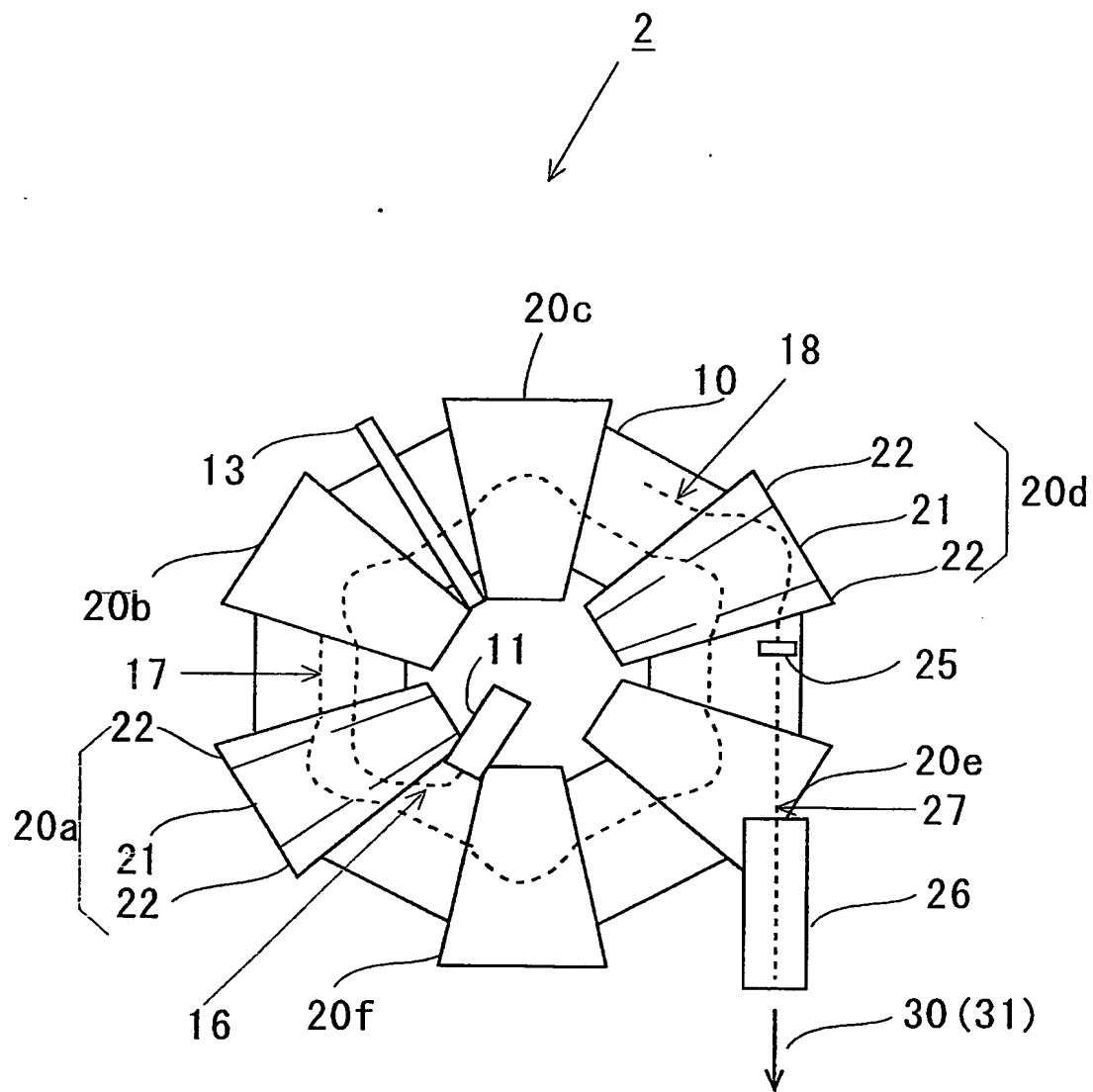


【図 6】

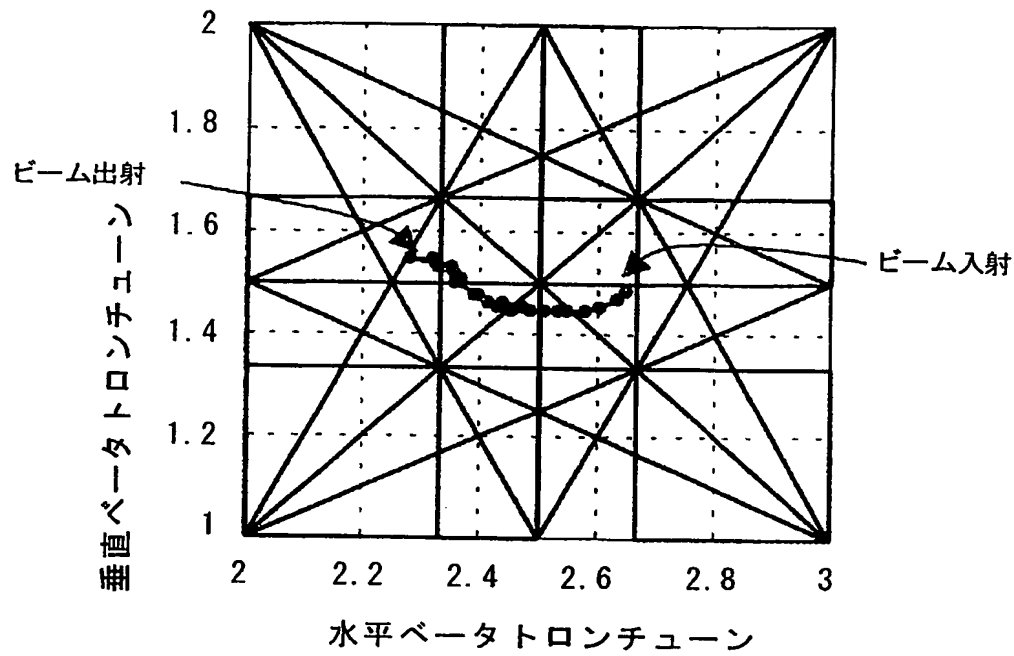




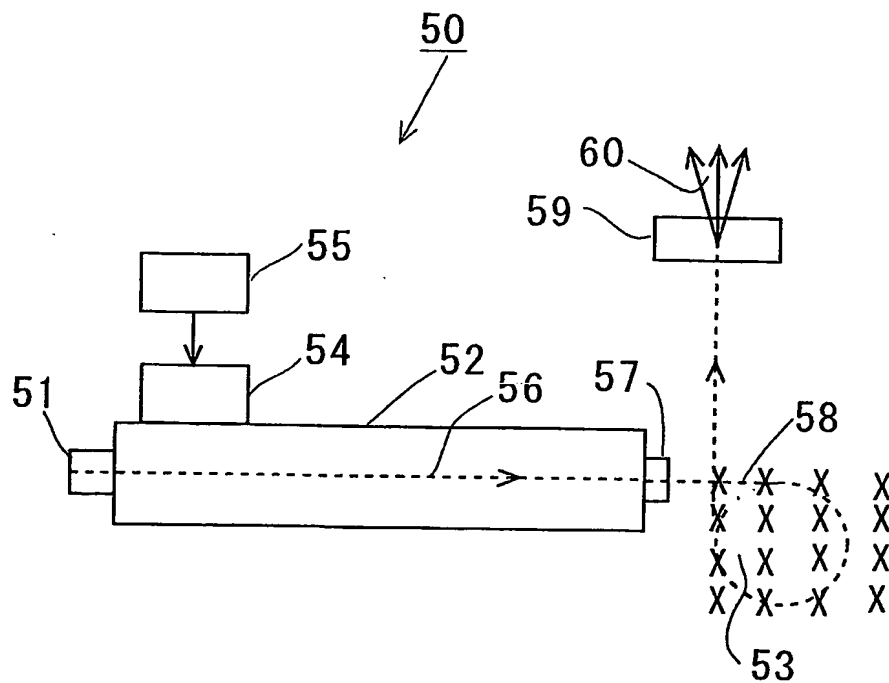
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 電子ビーム強度が強く小型軽量の固定磁場型強収束電子加速器と、固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置を提供する。

【解決手段】 真空容器 10 と、真空容器 10 内に配設される電磁石 20 及び加速装置 13 と、真空容器 10 へ電子ビームを入射させる電子ビーム入射部 11 と、真空容器 10 から加速された電子ビームを輸送する電子ビーム輸送部 26 と、を備えた固定磁場型強収束電子加速器であって、電磁石 20 が、集束電磁石 21 と集束電磁石の両側に設けられた発散電磁石 22 からなる。加速電圧 10 MeV で 1 mA から 10 mA という、従来の 10 倍以上の電子ビームが得られるので、従来の 1/10 以下の短時間で癌組織などに電子ビーム照射ができる放射線治療装置を提供できる。

【選択図】 図 2

特願 2 0 0 2 - 3 1 0 4 1 2

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 3 9 6 0 2 0 8 0 0 ]

1. 変更年月日

1 9 9 8 年 2 月 2 4 日

[変更理由]

名称変更

住 所

埼玉県川口市本町 4 丁目 1 番 8 号

氏 名

科学技術振興事業団

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**